

入眠期の脳波と眼球運動の スペクトル解析の試み

広 重 佳 治

Spectral Analyses of EEG and EOG during a Hypnagogic State

Yoshiharu Hiroshige

Summary

This paper presents preliminary results of a temporal relationship between slow eye movements (SEMs) and power spectra of EEG and EOG during a hypnagogic state or a transitional state between wakefulness and sleep. The tape-recorded EEG and EOG data were digitized at a rate of 100 samples / second (4 t 10 msec), cosine tapered, and subjected to FFT with a resolution of 0.097 Hz (ATAC 450 system). The resulting spectrum of EEG was divided into five frequency bands : delta, theta, alpha, sigma and beta. The spectrum of EOG below 4 Hz was divided into four frequency bands. SEMs were visually scored by the EOGs-based phase method, detecting a potential change that was out-of-phase on the right and left eye pens.

Spectral analysis of the central EEG characterizes a hypnagogic state as a complex of delta, theta, alpha, and sigma bands. Toward the end of wakefulness or the beginning of EEG stage 1, alpha band shows a slight increase and then an abrupt decrease in power, sometimes being followed by its short-term recovery. This is the case with a high alpha

subject, while there are few changes in alpha band power for a low alpha subject; alpha band shows a pronounced individual difference. The increase in power in theta and delta bands are commonly seen after the onset of stage 1. Delta band power develops almost linearly along with the progress of sleep, and theta band is highest at the beginning of stage 1. Delta band is considered as a good index of the progress of sleep. (Fig. 3). SEMs are prominent during a transitional state, being characterized as a complex of EEG frequency bands. Temporal parallelism exists between SEMs and EEG delta power; SEMs precede the increase in power in delta band and terminate at the fully development of delta power, as if to foretell the commencement of sleep (Fig. 4). EOG power spectra contain two main components corresponding to SEMs and EEG delta waves; the latter intrude into EOGs during slow wave sleep. EOG powers in the region of 0.1 to 1 Hz seem to represent changes in wave forms of SEMs. (Fig. 5).

入眠期の研究は、覚醒と睡眠の移行状態あるいは意識水準の変化相を問題とし、睡眠開始 (sleep onset) 時点の検出、脳波的睡眠段階 1 の特性記述の精緻化、眠気などの意識体験がその対象となる。同時に、交代制勤務者 (shift worker) の疲労・眠気の自覚症状や生体リズムの乱れといった実際的な問題に対して基礎的な資料を提供するものと期待される。意識水準あるいは状態の客観的記述は睡眠研究において発展してきた脳波を中心とする複数の生理学的事象の同時記録 (ポリグラフ記録) によるが、その際、その多量な記録の中から覚醒と睡眠の移行状態の指標の抽出が重要な課題となる。

脳波の波形情報は一般に、周期と振幅によって定義される基礎律動 (α , β , θ , δ , σ など) であり、その一次処理に脳波的睡眠段階の判定がある。睡眠段階は一定の分析時間区画の脳波像が基礎律動の有無またはその時間百分率の多少に応じて 5 つの段階に分類されたもので (APSS¹⁾ の標準的判定基準)、種々の実験成績から眠りの深さと対応すると考えられている。

1) Association for the Psychophysiological Study of Sleep.

入眠過程を睡眠段階の点から検討した研究はいくつか報告されているが、入眠期の脳波はそれに固有の基礎律動を特定し難く、複数の脳波段階の繁雑で多様な交替状態としてあらわれる（例えば、Hori, 1982）。ところで、脳波像は α , β , δ , θ , σ の合成体であるという考え方からすれば、それぞれの基礎律動自体の時間変動を定量的に表わす工夫が求められる。周波数スペクトル解析はその代表的な方法であり、コンピュータ技術の急速な進歩とソフトの開発によって比較的短時間のうちに多量の脳波標本の解析処理が可能となっている。近年、入眠過程の脳波のパワースペクトルの時間変動の詳細な分析結果が報告されているが（堀, 1979）、それを SEMs の変動と関連づけた研究はまだ少ないようである（大久保ら, 1985 ; Torsvall & Åkerstedt, 1987）。

意識水準の客観的指標として脳波の他に眼球運動がある。夢見（dreaming）と関連するレム睡眠の発見に眼球運動（REMs；急速眼球運動）が決定的な役割を演じたことはよく知られている（Aserinsky & Kleitman, 1953）。入眠過程については、眠気との関連から緩徐眼球運動（SEMs）が注目されている（Torsvall & Åkerstedt, 1987 ; Vogel, 1978）。著者は、昼間睡眠時の SEMs について、脳波段階の移行状態との関係、眠気応答との時間的な対応から覚醒・睡眠の移行状態を推定する上で有効な指標になるであろうと考えている（広重, 1985, 1986, 1987）。共役性運動の SEMs は、2チャンネルの EOG 曲線の位相が一致しないように左右の眼窩外側部より単極導出記録することで、視察による検出が比較的容易となるが、この視察による判定にはとかく主観的な要因が入りやすい。また、入眠過程の EOG 曲線の変動そのものについての知見も十分でないと思われる。

本研究は、以上の点を考慮して入眠過程（覚醒・睡眠の移行状態）の脳波と眼球運動のスペクトル解析を試み、それぞれ周波数帯域別にパワーの時間変動を調べることを目的とした。スペクトル解析については本学に設置されている ATAC 450 システムを用いて、原波形を直接フーリエ変換する高速フーリエ変換（Fast Fourier Transform : FFT）処理によりオートパワースペクトルを求める一連のソフトを開発した。

解析システム

ATAC 450 システムの概要

Fig. 1 は、本学に設置されている ATAC 450 システム構成の概略図である²⁾。本体には、CPU (インストラクション・デコーダ, アドレスコントローラ, リアルタイム・クロック, 演算部, 内部記憶部), A/D 変換器 (4 チャンネル, 10 bit), トリガ入力とスライサ入力部, 補助記憶装置 (ディジタルカセットテープ駆動装置: 50 kw, 転送速度 1.3 kw / 秒), CRT 画面, および PLR 外部出力器 (パルス, レベル, リレー出力) などがある。周辺装置としては、キーボード, ラインプリンター, XY プロッター, 第2補助記憶装置を常設している。

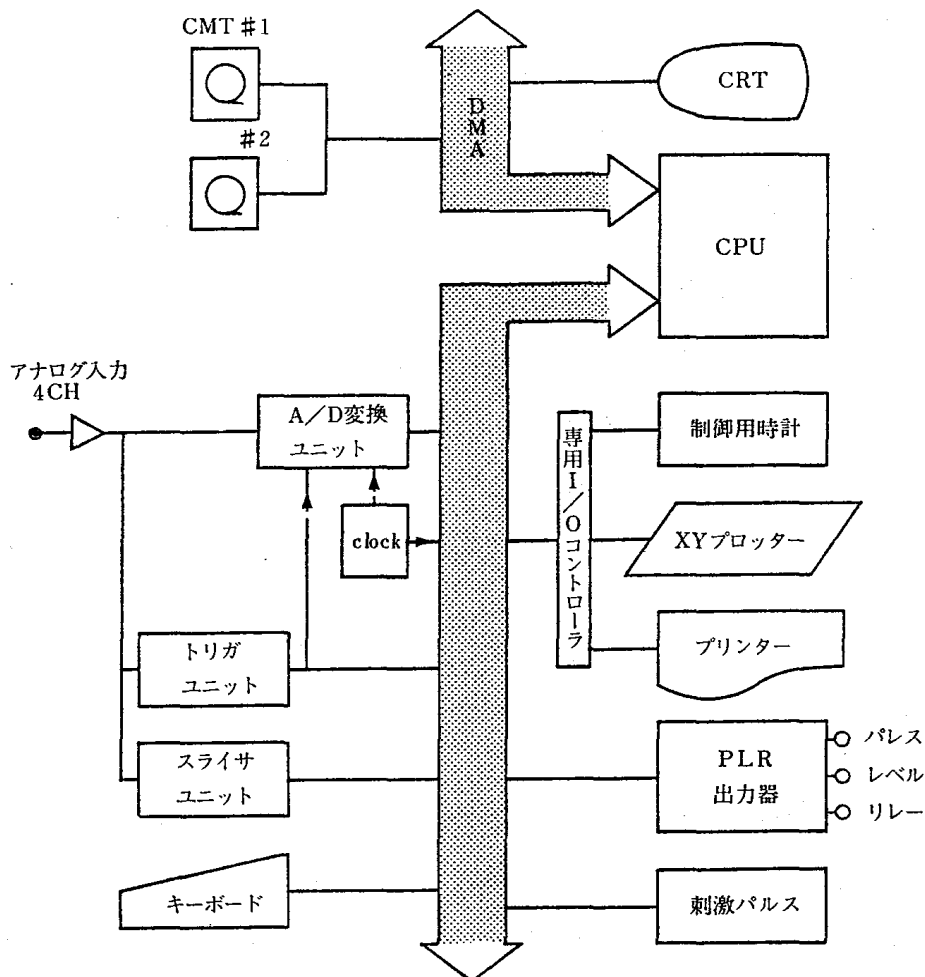


Fig. 1 ATAC 450 system.

2) 本システムは1982年度私立大学研究設備整備等補助金によって導入設置されたものである。

本システムは、脳波などのアナログ信号のデジタル処理に優れた能力を発揮し、特に A/D 変換とかフーリエ変換によるパワースペクトルの計算などの 1 次処理をサポートするソフト命令（拡張 BASIC 文）を用意している。この拡張 BASIC 文は、処理すべきデータのチャンネル数、データの大きさ、サンプリング時間、配列などのパラメータを指定するだけで動作するようになっており、従って簡潔なプログラミングとデータの高速処理を保証している。本研究はその目的から、（1）脳波と眼球運動の各 1 チャンネルのアナログ信号を覚醒から睡眠に至るまで切れ目なく A/D 変換し、（2）それをフーリエ変換してパワースペクトルを計算する。（1）は ADC 文にて実行されるが、その間他のプログラム処理を平行して進めることができる。（2）については高速フーリエ変換を実行する FFT 文とパワースペクトルを求める POWER 文を組み合わせる。

拡張 BASIC 文が処理するデータは整数型の D 形式である（D は処理結果が CRT 画面に表示 display できるデータの意味）。これは単精度 16 bit（D 0 形式、D 1 形式）と倍精度 32 bit（D 2 形式）に区分される。データ形式はそれぞれの命令文であらかじめ定まっているか、ユーザーが選択する。例えば、A/D 変換文（ADC）は単精度の D 1 形式データを処理する。これは多量のデータを少ない（半分の）記憶容量で扱い、データ処理を高速化する点で優れている。この他に、基本 BASIC 文にて処理される実数型データ（B 形式）がある。

データ処理方法

Fig. 2 は、ATAC 450 システムを中心としたデータ収録とパワースペクトル解析の流れ図である。フーリエ変換によるスペクトル解析は、観察された波形を色々な周波数の三角関数に分解し、それらの周波数成分の寄与の度合を求めるものである。その理論的展開については、成書に譲り（例えば、門林ら、1983）、ここでは本研究に適用する際に考慮すべき点に限り述べる。

(1) 生体情報のポリグラフ記録

覚醒から睡眠に至る50分余りの脳波や眼球運動などの生体情報をポリグラフ（日本光電製 RM-6000 システム）において交流増幅し、これを紙記録すると同時にデータレコーダ（TEAC 製 R-81）にて磁気記録した。脳波は時定数 0.3 秒，正中線中心部より単極導出し，眼球運動は時定数 3.0 秒，左右眼窩外側縁部よりそれぞれ単極導出した（基準電極部は左乳様突起部で共通）。現在は，データレコーダに磁気記録された資料からパワースペクトルを計算するオフ・ライン処理を実施している。これは時間の節約よりも，原波形の保存と解析のやり直しを重視しているためである。本稿で解析されたデータは本学の健康な女子学生 2 名の記録である。

(2) データの前処理

A/D 変換処理に先んじて，脳波と眼球運動の原波形を 30 Hz の低域通過フィルターに通して，サンプリング時間より定まるナイキスト周波数以上の周波数成分を除去し，原波形の再現を妨げるエイリアシング (aliasing) を防止した。サンプリング時間 Δt を 10 m 秒，標本長 N を 1024 として脳波と眼球運動各 1 チャンネルの波形をディジタル量に A/D 変換し，補助記憶装置 2 基を交互に用いて切れ目なくディジタルカセットテープに書き込んだ。標本長 N は FFT 処理のため 2^p となる（本研究では $N=1024=2^{10}$ 。従って，分解能は約 0.097 Hz）。サンプリング時間 Δt は，エイリアシングをさけ

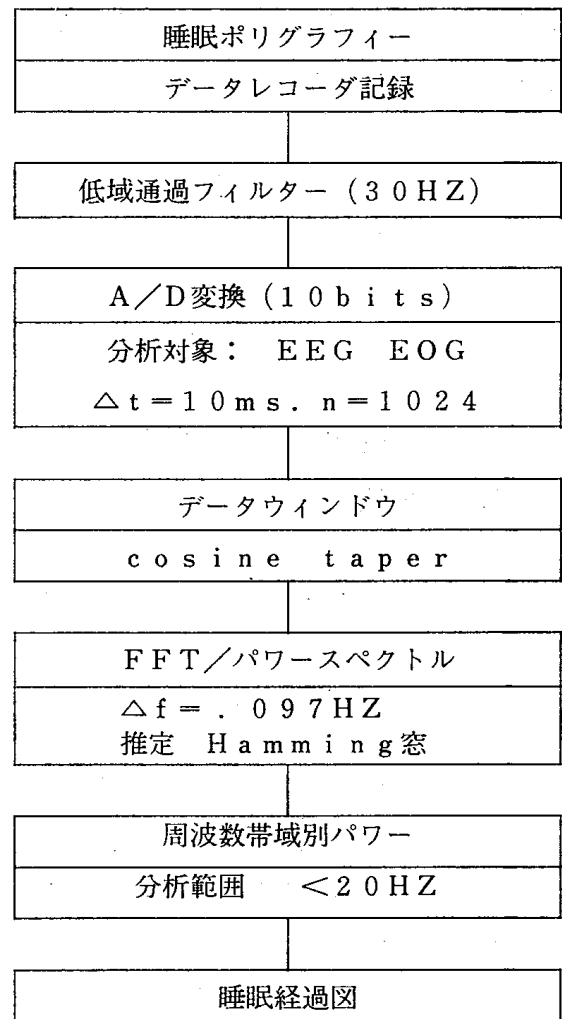


Fig. 2 Flow chart of spectral analysis.

るため原波形で必要とする周波数成分のうち最高周波数 f_n の2倍以上（あるいは $1/2 f_n$ 以下）とすればよい。睡眠脳波で検討される周波数の範囲は通常 50 Hz 未満であり，また 30 Hz の低域通過フィルターを通してのことから， Δt は 10 m 秒で十分であろう。緩徐眼球運動もこの分解能で再現できると予想される。

(3) FFT 法によるオートパワースペクトルの算出

有限フーリエ変換では，分析区画 ($N \times \Delta t$) ごとに信号を取り出すため，その区画の両端では不連続となることが多く，もとの信号にはない周波数成分がパワースペクトルに現われてくる（スペクトルの漏れ，leakage）。そのため，取り出したデータ区画の両端を緩やかに 0 に減衰させる窓関数（データウィンドウ）をかけて鋭い不連続をなくし，スペクトルの漏れを少なくする。本研究は，データの初めと終りの 10% の部分に次式で与えられる窓関数（cosine taper）を用いる。

$$w(t) = \begin{cases} 0.5 \{1 - \cos(\pi t/t_1)\} & , 0 \leq t < t_1 \\ 1 & , t_1 \leq t < T - t_1 \\ 0.5 \{1 - \cos(\pi (T-t)/t_1)\} & , T - t_1 \leq t < T \end{cases}$$

ここで， $t_1 = 0.1T$

フーリエ変換の結果は $F_k = a_k + jb_k$ で与えられる。これよりパワースペクトル P_k を計算する。

$$P_k = (a_k + jb_k)(a_k - jb_k) = a_k^2 + b_k^2$$

ここで，Hamming 窓を用いてスペクトルの推定量 \hat{P}_k を求める。

$$\hat{P}_0 = 0.54P_0 + 0.46P_1$$

$$\hat{P}_k = 0.23P_{k-1} + 0.54P_k + 0.23P_{k+1}$$

$$\hat{P}_n = 0.46P_{n-1} + 0.54P_n$$

(4) 周波数帯域の設定

本研究のサンプリング条件は分解能が約 0.097 HZ ($= 1/N \Delta t$) で，最高

周波数 50 Hz ($= 1/2 \Delta t$) までのパワースペクトルを与える。ここでは睡眠脳波を対象とするという意味で 20 Hz 以下の周波数成分を δ 帯域 (0.5 Hz 以上 4 Hz 未満), θ 帯域 (4 Hz 以上 8 Hz 未満), α 帯域 (8 Hz 以上 12 Hz 未満), σ 帯域 (12 Hz 以上 16 Hz 未満), β 帯域 (16 Hz 以上) の 5 帯域に区分して、各帯域の平均パワー量の時間変動を調べた。眼球運動については 4 Hz 未満の周波数成分を対象とし、0.2 Hz 未満の Band 1, 0.5 Hz 未満の Band 2, 1.0 Hz 未満の Band 3, および 0.5 Hz 以上 4.0 Hz 未満の Band 4 (脳波の δ 帯域に相応) の 4 帯域に分けた。Band 1 ~ Band 3 は SEMs がその消失過程で示す運動の緩徐化傾向を (広重, 1987), Band 4 は EOG 曲線に混入する脳波の δ 波成分の検出をそれぞれ目的として用意した。体動などのアーチファクトの混入が明らかな資料は分析から除いた。なお、フーリエ変換の実行時間は 1 チャンネル ($N=1024$) で約 2.1 秒である。データウィンドウ・FFT 処理からパワースペクトルの推定量を得るまでの所要時間は 1 チャンネルあたり約 15 秒であった。

(5) その他

睡眠段階は Rechtschaffen と Kales (1968) の基準に準じて 30 秒区画毎に判定した。SEMs の出現個数は位相法により計測した (広重, 1985)。

結 果

脳波のスペクトル解析と SEMs

Fig. 3 は約 50 分余りのポリグラフ記録で観察された 2 名の被験者の睡眠経過と脳波像の変化を示したものである。最上段に睡眠段階の経過を、その下 4 段に δ , θ , α , σ 帯域の周波数成分の平均パワーの時間変動を描いた。これら 4 帯域のパワーは 10 秒毎にプロットしてある。 β 帯域はパワーが極めて低いために省略した。左図に示した被験者の睡眠経過は、記録開始から約 20 分余りの覚醒 (段階 W) 状態に続いて、段階 W と 1, あるいは段階 1 と 2 の断続的な交替時期を経た後、段階 2 と段階 3 の徐波睡眠に至った。次に、各帯域のパワーの時

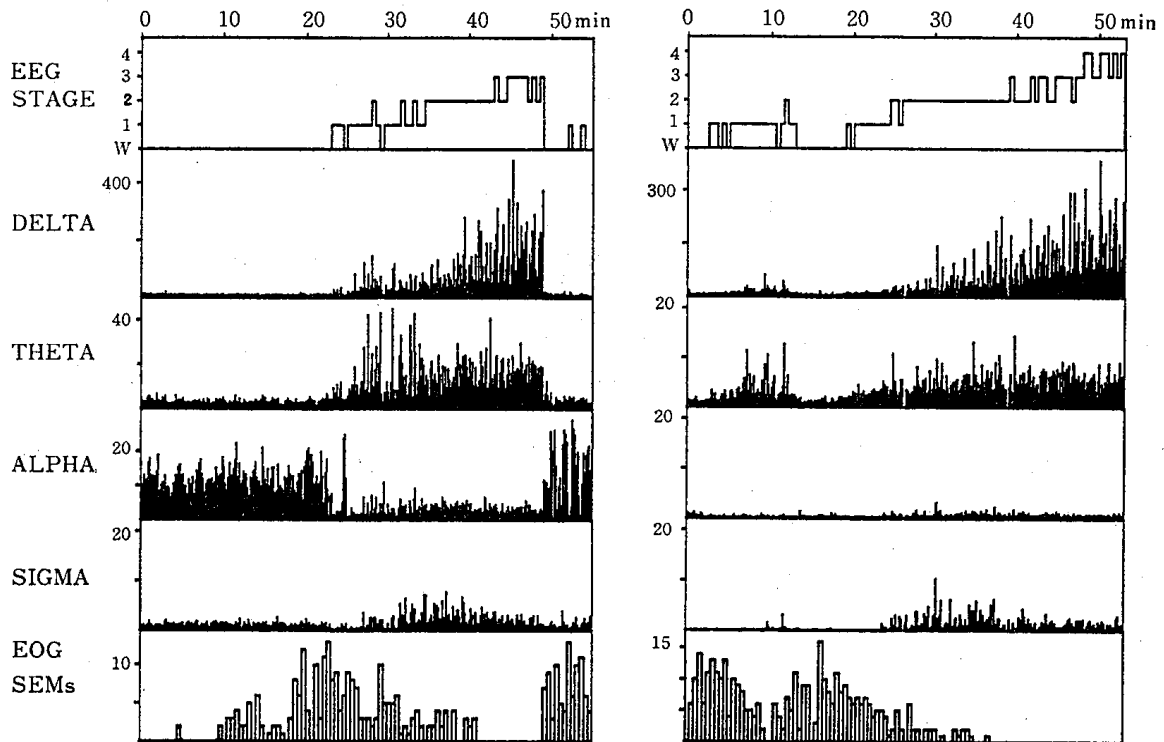


Fig. 3 SEMs and power spectra of EEG during a hypnagogic state.

間変動を眺めると、段階W中は α 帯域の周波数成分が優勢であるが、段階1の出現を迎える頃から α 帯域パワーの若干の増加、段階1の出現に伴う同パワーの急激な低下、段階1の中断と α 帯域パワーの一時的な強い回復などの一連の変動がみられる。この α 帯域パワーの減少期には他の帯域にはまだ顕著な変動がない。やがて、 δ , θ , σ の3帯域のパワーが増加し始め、これには時間的な順序があった。 θ 帯域パワーは段階1の初期に大きく、睡眠中は比較的安定した経過を示す。 σ 帯域のパワーは全般に小さいが、段階2の安定期に一時的な増加傾向をみせる。 δ 帯域のパワーは段階1と段階2の交代期より出現し始め、睡眠の時間経過とともに単調に増加した。これら3帯域のパワーの増加時には、 α 帯域のパワーも若干増加していた。本例の覚醒から睡眠への移行期間は、 α 帯域成分の優勢な状態から θ , σ , δ 帯域が混在する状態への交代として描かれた。 δ 帯域のパワーの時間変動は脳波段階が示す睡眠の深化と平行していた。

Fig. 3の右図は背景脳波に明瞭な α 波を持たない被験者で、比較的円滑に徐

波睡眠に移行した例である。記録開始2～3分後に早くも段階1が現われ、約10分間断続的に経過する。その後、一時的な覚醒の回復期間を経て再入眠し、段階4の徐波睡眠にまで達した。その間の各帯域のパワーの特徴は、まず α 帯域のパワーが全般的に小さく、覚醒の回復に伴う同パワーの増大傾向がない。本例の場合、 α 帯域は覚醒の時間的広がりを示す指標とならないが、記録開始後18～19分頃のパワーの全般的な低下後の時間変動は α 優勢な例（左図）とほぼ同様であった。つまり、 $\theta \rightarrow \sigma \rightarrow \delta$ 帯域の時間的順序でパワーの成長、全帯域のパワーの増加傾向、 δ 帯域パワーの単調増加と睡眠深化の時間的な平行関係がある。以上、パワースペクトルからみた入眠経過は、覚醒時の α 帯域パワーの大小にかかわらず、 δ, θ, σ 帯域のパワー変動、つまりほぼ同期した低パワー状態を経た後にそれぞれの時間的順序でパワーの増加に至る時間変動として表わされた。中でも、 δ 帯域パワーの時間変動は、昼間睡眠についてもその進行度合を定量的に示した。

Fig. 3 の最下段に示した SEMs は覚醒から睡眠への移行過程において、脳波のパワーの全般的な低下期に多量に出現し、これを軸にその前後10分余りの期間に分布している。

SEMs の減少過程と δ 帯域パワーの単調増加傾向との間に時間的な鏡像関係があるように思われる。この点をもう少しわかりやすくするために、Fig. 3 から δ 帯域のパワーと SEMs の時間変動を取り出し対置させたものが Fig. 4 である。この図は、SEMs の成長過程が脳波の徐波化の始まりと、またその消失過程が脳波の徐波化の本格化とそれぞれ対応しているという印象を与える。

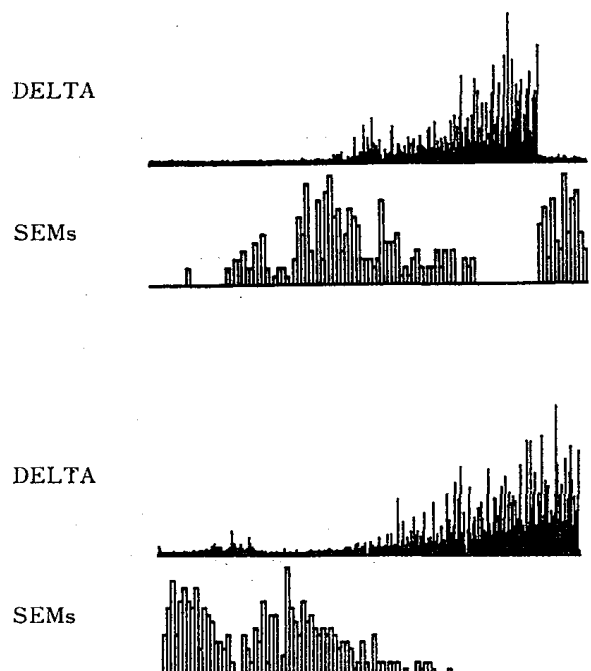


Fig. 4 Temporal parallelism between SEMs and powers in EEG delta band.

眼球運動曲線のスペクトル解析と SEMs

Fig. 5 は、脳波と同時記録された EOG 曲線の時間変動を描いたものであり、最上段に SEMs の出現個数/30 s、その下 5 段に左眼窩より単極導出した EOG 曲線のパワースペクトル/10 s を示している。左図に示す被験者の SEMs は記録開始後 20 分余り経った時点で出現個数が最多となり、これを境に減少・消失へと一転する。50 分後の出眠に伴い SEMs が再び多量に出現する。上から 2 段目に示した 4 Hz 未満の全周波数成分の平均パワーは SEMs の増減とある程度対応した変動曲線を示しているが、SEMs の出現初期（記録開始から約 15 分間）にはこれに対応した顕著なスペクトル変動がない。右図に示す別例の SEMs の出現分布は記録開始後 10 分あたりで 2 つの山に区分され、また 30 分以降は SEMs の停止に至る。4 Hz 未満帯域の平均パワー（上から 2 段目）は 2 峰性のパワー分布と 30 分以降の低いパワー量の持続というように、おおまかには SEMs の出現分布に対応した時間変動を示している。

次に、4 Hz 未満のパワー変動を Band 1 ～ Band 4 の周波数帯域別に検討す

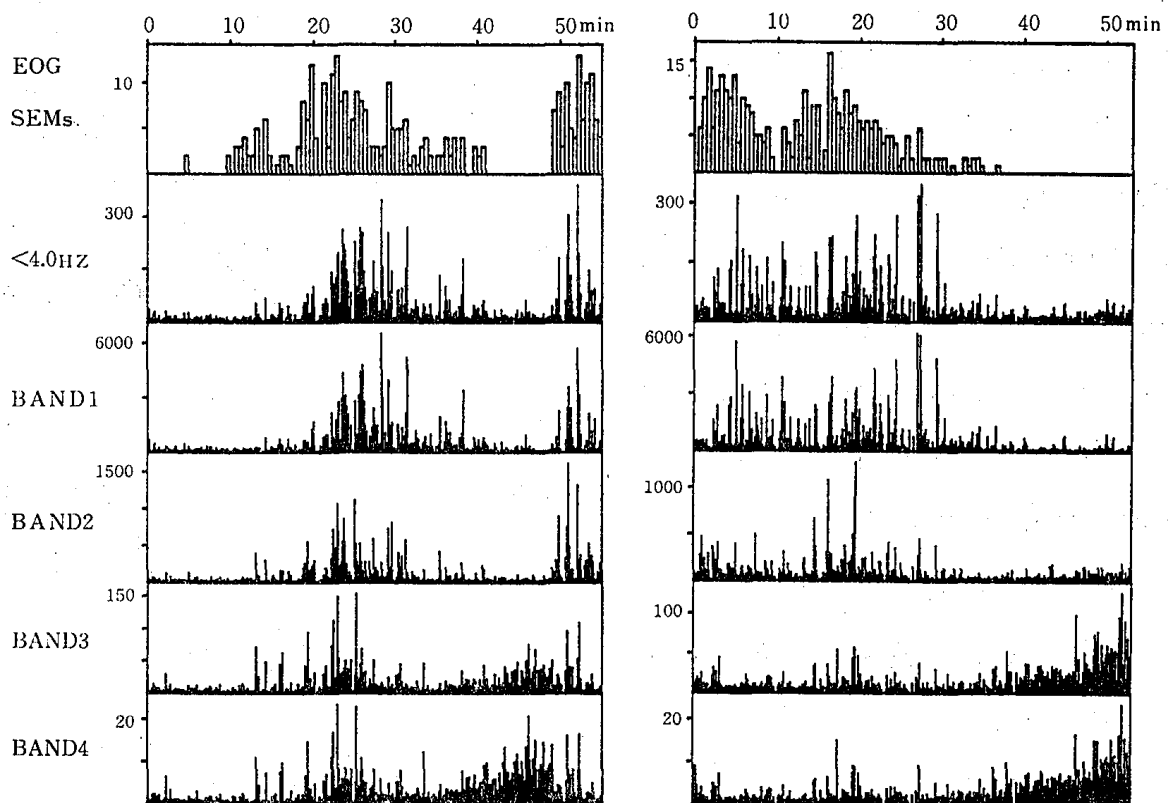


Fig. 5 SEMs and power spectra of EOG during a hypnagogic state.

る (Fig. 5 の下 4 段の図)。SEMs の出現個数の増加期においては、比較的速い周波数成分を含む Band 2 と Band 3 に大きなパワーがある。SEMs が多量に出現する時期は、Band 1~Band 4 の全帯域にてパワーが増大する。これに対し、SEMs の衰退期には Band 1 の遅い周波数成分が優勢となる。SEMs の停止期には Band 1 と Band 2 のパワーは全般的に低下して小さくなり、Band 3 と Band 4 のパワーが持続的に増加してくる。後者は脳波の δ 成分の混入を示唆している。以上、EOG 曲線のスペクトルの変動は、SEMs に関連した成分と脳波の δ 成分の混入とに大別され、SEMs 成長期と衰退期とでその主要な周波数成分は異なっていた。

考 察

入眠期脳波のスペクトル構造の時間変動を主成分分析した研究によると、 δ 帯域周波数に対応した主成分の寄与率が高いとされる (堀, 1979)。また、終夜睡眠時の脳波段階の識別力が最も良いのは δ 帯域であり、そのパワー量は覚醒期が最低で以後、段階 1~4 の順に単調増加し、その傾向は覚醒時 α 波の優勢、非優勢といった個人差とは関りなく、認められる。 θ と β 帯域は段階識別にあまり重要でなく、 σ 帯域は段階 2~4 に現われる睡眠時に特有の新しいリズムであるといわれる (Johnson, Lubin, Naitoh, Nute, & Austin, 1969)。本研究の結果は従来の知見に概ね一致していた。つまり、 δ 帯域パワーの変動は個人差が小さく、 α 波の個人差にかかわらず睡眠経過と平行してほぼ直線的に増加する傾向を示した。従って、 δ 帯域は睡眠の進行に伴う脳波の徐波化を定量的に記述する指標として有用であるという印象を得た。中心部脳波の α 帯域パワーの個人差は、 α 波を指標とする覚醒判定に一定の疑問を提起するものと考えられる。

SEMs は脳波の α , θ 帯域の周波数成分と関係が深いといわれている (一瀬ら, 1978 ; Liberson & Liberson, 1966 ; 大久保ら, 1985 ; 坂本, 1965 ; Vogel, 1978)。従来の研究は段階 1 前後の脳波と眼球運動について分析するものが多く、そのため α , θ 帯域 (波) に着目することになったのであろう。しかし、

Fig. 3 に示すように背景脳波の α 波は個人差が大きく、SEMs と α 帯域の対応関係を強調にはいささか困難があろう。 θ 帯域は、段階 1 の初期にやや大きなパワーをとり SEMs の減少開始と対応するようであるが、睡眠の進行を示すにはパワーの変動がやや小さい。本研究結果の場合、SEMs の変動と時間的に対応した変動は δ 帯域パワーの増加過程ではないかと考えられる。ところで、夜間の長距離列車の運転手の脳波・眼球運動を連続記録した Torsvall ら(1987) は、SEMs と α 群発の結合が傾眠の一部であり、 δ 帯域パワーは SEMs との個人内相関が有意でない点から眠気指標としては劣ると言う。本研究結果との差異はいくつかの原因が考えられるが、その一つに導出方法の違いがある。彼らの脳波記録は中心―後頭部の双極導出であり、本研究の中心部単極導出に比較して α 成分が記録され易く、徐波成分が少なくなる可能性が大きい。また、SEMs は垂直方向の運動が対象とされているが、その方向の運動は著者の観察経験から水平方向に比べて出現期間が短いという印象がある。本研究結果から、SEMs の成長過程を脳波の徐波化の始まりに、SEMs の緩慢な衰退過程を脳波の徐波化の本格化にそれぞれ対応づけるという推論が可能かもしれないが (Fig. 4)、そのためには、入眠過程の脳波の分析例数をさらに増やすとともに、本研究で用いた周波数帯域幅が適切であったかどうか、特に今回問題となった α 帯域と δ 帯域についてはもう少し細かい帯域幅を用いて再検討することが必要であろう。

EOG パワースペクトルは視察によって判定された SEMs の成長・衰退および停止という消失過程とかなり対応する変動曲線を描いた。また、周波数帯域 BAND 1, 2, 3 のパワーには睡眠の進行に伴う SEMs の緩徐化傾向 (広重, 1985, 1987) を反映したものと考えられる時間変動があった。EOG 曲線には SEMs のほかに REMs と脳波成分 (特に δ 成分) の混入があり、EOG スペクトルの時間変動の成績はかなり複雑ではあるが、視察一位相法による SEMs 判定の客観性をある程度肯定する結果であろう。

引用文献

- Aserisky, E., & Kleitman, N. 1953 Regularly occurring periods of eye motility, and concomitant phenomena, during sleep. *Science*, 118, 273-274.
- 門林岩男・井上 健・中村道彦(編著) 1983 「脳波」 金芳堂 京都
- Carskadon, M. A., & Dement, W. C. 1979 Effects of total sleep loss on sleep tendency. *Perceptual and Motor Skills*, 48, 495-506.
- 広重佳治 1985 入眠状態と緩徐眼球運動(SEMs) — SEMsの記録方法と定量的分析について — 親和女子大学研究論叢, 18, 67-93.
- 広重佳治 1986 睡眠発生と緩徐眼球運動(SEMs) : 第3報 日本心理学会第50回大会発表論文集, 80.
- 広重佳治 1987 入眠期指標としての緩徐眼球運動の変動 生理心理学と精神生理学, 5, 11-19.
- 堀 忠雄 1979 入眠時の脳波の主成分分析 脳波と筋電図 7, 140-147.
- Hori, T. 1982 Electrodermal and electro-oculographical activity in a hypnagogic state. *Psychophysiology*, 19, 668-672.
- 一瀬邦弘・小島卓也・安藤晴延・島藺安雄・安藤克巳 1978 覚醒水準の変動に伴う閉瞼時眼球運動の性質 精神医学, 20, 537-544.
- Johnson, L. C., Lubin, A., Naitoh, P., Nute, C., & Austin, M. T. 1969 Spectral analysis of the EEG of dominant and non-dominant alpha subjects during waking and sleeping. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 26, 361-370.
- Liberson, W. T., & Liberson, C. W. 1966 EEG records, reaction times, eye movements, respiration, and mental content during drowsiness. In J. Wortis (Ed.), "Recent advances in biological psychiatry". New York : Plenum Press. Pp. 295-302.
- 大久保善朗・松浦雅人・小島卓也・一瀬邦弘・島藺安雄 1985 入眠期の脳波と眼球運動の数量的研究—波形認識法による分析装置を用いて— 脳波と筋電図, 13, 159-168.
- Rechtschaffen, A., & Kales, A. (Eds.) 1968 *A Manual of Standardized Terminology, Techniques and Scoring System for Sleep Stages of Human Subjects*. Washington, D. C. : Public Health Service, U. S. Government Printing Office.
- 坂本信義 1965 閉瞼時眼球運動記録による正常及び欠陥状態の精神生理学的研究 精神神経学雑誌, 67, 1031-1051.
- Torsvall, L., & Åkerstedt, T. 1987 Sleepiness on the job : continuously measured EEG changes in train drivers. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, 66, 502-511.
- Vogel, G. W. 1978 Sleep-onset mentation. In A. M. Arkin, J. S. Antrobus, & S. J. Ellman (Eds.), "The Mind in Sleep: Psychology and Psychophysiology". New Jersey : Lawrence Erlbaum Associates, Inc. Pp. 97-110.